

Justyna OPYDO-SZYMACZEK\*  
Jadwiga OPYDO\*\*  
Władysław OPYDO\*\*

## ELEKTROCHEMICZNE WŁAŚCIWOŚCI METALICZNYCH BIOMATERIAŁÓW STOMATOLOGICZNYCH

W pracy przedstawiono wyniki badań potencjałów elektrochemicznych metalicznych materiałów stomatologicznych. Zbadano potencjały sześciu stopów, amalgamatu i stali chromowo-niklowej oraz wpływ na wartości potencjałów tych materiałów konduktywności roztworu w zakresie od 12,5  $\mu\text{S}/\text{cm}$  do 2,01  $\text{mS}/\text{m}$  i pH w zakresie od 5,5 do 11,2. Z przebadanych materiałów najmniejszą zmianę potencjału elektrochemicznego, spowodowaną zmianą konduktywności oraz pH roztworu w zakresie eksperymentu, miał amalgamat. Ponadto wzrost wartości pH roztworu powodował zmniejszenie potencjału elektrochemicznego wszystkich przebadanych materiałów, z wyjątkiem amalgamatu. Stwierdzono, że wartości sił elektromotorycznych ogniw elektrochemicznych, utworzonych przez niektóre z przebadanych materiałów i amalgamat są często większe od 200 mV. Do opracowania matematycznych wyników badań wykorzystano program komputerowy Statistica [11].

SŁOWA KLUCZOWE: metaliczne materiały stomatologiczne, potencjał elektrochemiczny, elektroda odniesienia, konduktywność, pH

### 1. WPROWADZENIE

Od wielu wieków w ratowaniu zdrowia i życia ludzkiego wykorzystuje się biomateriały, które z założenia powinny być grupą materiałów akceptowanych przez organizm ludzki. Zgodnie z definicją przedstawioną podczas konferencji w Narodowym Instytucie Zdrowia w USA w 1982 roku, biomateriał to „każda substancja albo kombinacja substancji, syntetycznych lub naturalnych, inna niż lek, która może być użyta w dowolnym okresie, a której zadaniem jest uzupełnienie lub zastąpienie tkanek narządu albo jego części lub spełnianie ich funkcji” [1].

Można wyróżnić następujące grupy biomateriałów: materiały metaliczne, ceramiczne, polimerowe, węglowe oraz kompozytowe. Metale i ich stopy mają

\* Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, Klinika Stomatologii Dziecięcej.

\*\* Politechnika Poznańska.

zwykle bardzo dobre właściwości mechaniczne. Cechuje je m.in. duża twardość i odporność na ścieranie. Są one jednak w pewnym stopniu podatne na korozję, w wyniku której do organizmu dostają się fragmenty materiału oraz pierwiastki, z których jest on zbudowany [2]. Może to szkodliwie oddziaływać na organizm człowieka [3-5]. Postępy w badaniach nad etiopatogenezą chorób związanych ze szkodliwym oddziaływaniem metali na organizmy żywe, wpłynęły stymulująco na poszukiwanie nowych biomateriałów metalicznych oraz rozwiązań pozwalających na obniżenie ryzyka wystąpienia negatywnych skutków zdrowotnych [6-10].

W praktyce stomatologicznej stosuje się wiele rodzajów materiałów metalicznych. Do powszechnie używanych należą amalgamaty srebra, stopy złota, kobaltu, chromu, niklu, tytanu oraz palladu. Wykorzystuje się je w odbudowie twardych tkanek zęba, przy wykonawstwie uzupełnień protetycznych oraz aparatów ortodontycznych stałych i ruchomych, a także szyn i ligatur unieruchamiających [2, 7, 8].

Mimo, że stopy te powinny być odporne na korozję, w warunkach jamy ustnej dochodzi do powstawania niepożądanych zjawisk elektrochemicznych [4-10]. Materiały tworzą układ elektrod, w którym jedną z elektrod jest wprowadzony materiał metaliczny, a drugą błona śluzowa jamy ustnej. Ten układ jest przynajmniej częściowo zanurzony w ślinie, będącej elektrolitem zawierającym: węglany, fosforany wapnia, rodniki potasu i chlorki. Wartości standardowych potencjałów elektrochemicznych materiałów metalicznych wprowadzanych do jamy ustnej pacjenta różnią się od potencjału standardowego błony śluzowej jego jamy ustnej [10]. Tworzy się więc ogniwo galwaniczne, a jeśli wprowadzonych do jamy ustnej materiałów metalicznych jest więcej, tworzy się wiele ogniw galwanicznych [6, 9, 10]. Pod wpływem sił elektromotorycznych tych ogniw, w jamie ustnej zaczynają płynąć prądy elektryczne, których wartości i drogi przepływu ulegają ciągłym zmianom, np. wskutek zmiany kształtu jamy ustnej (związanej z procesem żucia, mowy, mimiką twarzy), spożywania pokarmów i napojów zmieniających środowisko elektrochemiczne. Wartości płynących prądów zależą od wartości sił elektromotorycznych utworzonych ogniw oraz rezystancji dróg przepływu. Może to powodować niszczenie materiału metalicznego, a także wywoływać różne schorzenia i nieprzyjemne odczucia, których diagnostyka i leczenie są bardzo trudne [3-5].

Do skutków przewlekłego oddziaływania prądów galwanicznych na śluzówkę należy między innymi elektrogalwaniczne zapalenie jamy ustnej (stomatitis electro-galvanica). Ma ono charakter miejscowy i objawia się zapaleniem tkanek przyzębia, nieżytem błony śluzowej dziąseł i policzków, stanem zapalnym języka. Niekiedy towarzyszy mu pieczenie i metaliczny smak w ustach. Spotyka się też zmiany białe, przypominające liszaj płaski [3-5].

Jak już wspomniano, decydujący wpływ na skutki przepływu prądu dla organizmu człowieka ma wartość prądu, o której w głównej mierze decyduje siła

elektromotoryczna utworzonego ogniwa galwanicznego, równa różnicy potencjałów elektrochemicznych elektrod ogniwa. Stąd dobór metalicznych materiałów stomatologicznych powinien być przeprowadzany pod kątem równości lub co najmniej zbliżonych wartości potencjałów elektrochemicznych tych materiałów, w warunkach występujących w jamie ustnej. Warunki te jednak są cechą osobniczą pacjenta, zmienną w czasie, określaną przez skład śliny, z czym wiąże się jej przewodność i pH. Dlatego też dobór odpowiedniego materiału/zestawu materiałów stomatologicznych jest bardzo trudny. Kierując się danymi o potencjałach elektrochemicznych materiałów stomatologicznych i wpływie określonych warunków jamy ustnej na ich zmienność, można zmniejszyć ryzyko wywołania u pacjenta nieprzyjemnych odczuć oraz wystąpienia objawów chorobowych.

Celem pracy było uzupełnienie danych [10] o potencjałach elektrochemicznych nowych materiałów stomatologicznych oraz określenie wpływu przewodności i odczynu śliny na wartości tych potencjałów.

## **2. OPISY BADANYCH PRÓBEK, WYKORZYSTYWANYCH PRZYRZĄDÓW ORAZ METOD BADAWCZYCH**

Zbadano potencjały elektrochemiczne następujących materiałów, używanych do budowy protez szkieletowych, koron i mostów oraz wypełnień (w nawiasach podano procentowy skład wagowy pierwiastków materiałów):

- 1) Wironit Extrahard, (Co 63,0; Cr 30,0; Mo 5,0; Si; Mn; C < 2),
- 2) Wiron® 99 (Ni; Cr 22,5; Mo 9,5; Nb 1; Si 1; Fe 0,5; Ce 0,5; Cmax 0,02),
- 3) Gialloy PA (Co 61,6; Cr 30,1; Mo 5,5; C 0,6; Si 1,0; Fe 0,6; Mn 0,6),
- 4) Remanium GM 380+ (Co 64,6; Cr 29; Mo 4,5; mniej niż <1% Si; Mn; N; C),
- 5) Gialloy CB/H (Co 60,0; Cr 24,7; W 9,0; Nb 2,0; V 2,0; Mo 1,1; Si 1,0; Fe 0,2),
- 6) Remanium 2000+ (Co 58,0; Cr 22,6; Mo 9,1; W 5,1; Si 1,3),
- 7) Gialloy CB/N (Ni 61,5; Cr 25,9; Mo 11,1; Si 1,5),
- 8) amalgamat Ruby Cap (Ag 45; Sn 30,5; Cu 24; Zn 0,5),
- 9) drut co-axial Dentaflex, stal chromowo-niklowa.

Próbki badanych materiałów (o numerach od (1) do (8)) miały kształt walca o średnicy 8 mm i długości 15 mm. W jednej z podstaw tych walcowatych próbek, wykonanych z materiałów o numerach od (1) do (7), wiercono otwór, który gwintowano, a następnie za pomocą śruby M3 przymocowywano do próbki drut miedziany o przekroju 1 mm<sup>2</sup> i długości około 100 mm. Miejsce połączenia drutu z próbką i powierzchnię drutu izolowano elektrycznie od roztworów, w których badano próbki, pokrywając je żywicą epoksydową Epidian 5. Pozostawiano przy tym odizolowany kilkumilimetrowy koniec drutu, umożliwiając połączenie elektryczne próbki z zaciskiem woltomierza. Podobnie postępowano w przypadku próbki amalgamatowej (8), z tym, że

amalgamat formowano w formie gipsowej, a połączenie drutu miedzianego z amalgamatem powodował proces wiązania amalgamatu. Natomiast, próbkę (9), z drutu co-axial Dentaflex, przygotowywano nawijając bardzo ściśle, zwój przy zwoju, badany drut na polietylenowy pręt o 7 mm średnicy.

Przed pomiarami potencjału elektrochemicznego próbki były polerowane do lustrzanego połysku, myte, w końcowej fazie w alkoholu etylowym i wodzie, a następnie przez tydzień pasywowane w napowietrzonym wodnym roztworze NaCl o konduktywności 1,5 mS/cm, mającym pH = 6,09 i temperaturę 37<sup>0</sup> C.

Potencjały elektrochemiczne próbek mierzono względem elektrody odniesienia, którą była nasycona elektroda kalomelowa wyprodukowana przez Zakład Produkcji Elementów Aparatury Fizykochemicznej HYDROMET w Gliwicach. Potencjał tej elektrody mierzony w stosunku do potencjału normalnej elektrody wodorowej (NEW), w temperaturze 25<sup>0</sup> C, ma wartość +244,4 mV i 236,7 mV w temperaturze 37<sup>0</sup> C .

Pomiary różnicy potencjałów między potencjałem badanej próbki a elektrodą odniesienia wykonywano multimetrem cyfrowym typu BM805 wyprodukowanym przez firmę Brymem. Rezystancja wewnętrzna układu woltomierza tego przyrządu wynosi 1000 MΩ, a dokładność pomiaru napięcia ± 0,3% wartości mierzonej. Pomierzone wartości różnic potencjałów między badanymi próbkami a elektrodą odniesienia przeliczano w stosunku do potencjału normalnej elektrody wodorowej. Do pomiarów pH roztworów wykorzystano pH-metr cyfrowy typu N 517 produkcji MERA-ELWRO, natomiast konduktywność roztworów mierzono konduktometrem typu CC-411 firmy ELMETRON.

Celem zbadania wpływu różnych warunków, występujących w jamie ustnej, na wartości potencjałów elektrochemicznych badanych materiałów, pomiary potencjałów przeprowadzano w sztucznej ślinie, której właściwości (konduktywność i pH) zmieniano. Tę sztuczną ślinę imitowała woda destylowana z dodatkiem NaCl i fosforanów; dodatek NaCl zwiększał konduktywność, a dodatek fosforanów zwiększał pH. Pomiary prowadzono przy temperaturze roztworów wynoszącej 37<sup>0</sup> C .

Do opracowania matematycznego wyników badań wykorzystano program komputerowy Statistica [11]. Za pomocą testu  $\chi^2$  stwierdzono, że na poziomie wartości progowej testu 0,05 nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy o zgodności wielokrotnych pomiarów potencjału elektrodowego badanych materiałów z rozkładem normalnym. Wobec tego jako wartość reprezentatywną potencjału elektrochemicznego, każdego z badanych materiałów, przyjęto średnią arytmetyczną wartości pomierzonych, a jako miarę rozproszenia wyniku wokół średniej – odchylenie standardowe.

Podczas pomiarów stosowano następującą procedurę: Badaną próbkę i elektrodę odniesienia umieszczano w przygotowanym roztworze, mającym

określone parametry (konduktywność, pH i temperaturę 37<sup>0</sup> C) imitującym ślinę. Po godzinie, potencjał próbki względem elektrody odniesienia, mierzono siedmiokrotnie, odczekując minutę między kolejnymi pomiarami.

Celem eliminacji anomalii w wynikach pomiarów z każdej serii siedmiu pomiarów odrzucono wartość największą i najmniejszą. Przy tym, w tych samych warunkach, przeprowadzano trzy niezależne serie pomiarów. Zatem, podane w pracy wartości potencjałów są średnimi arytmetycznymi piętnastu pomiarów, uzyskanych w trzech niezależnych seriach pomiarowych.

### 3. WYNIKI POMIARÓW I ICH OMÓWIENIE

Wyniki pomiarów wpływu konduktywności roztworu na wartość potencjału elektrochemicznego badanych materiałów zestawiono w tabeli 1. Roztwory, w których mierzono potencjały materiałów, miały pH = 6,8 (przeciętna wartość pH śliny człowieka).

Tabela 1. Średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe wartości potencjałów elektrochemicznych badanych materiałów ( $E_{NEW} \pm s$ ), przeliczone względem potencjału normalnej elektrody wodorowej, pomierzone w roztworach imitujących ślinę ludzką, mających pH = 6,8 i konduktywność: 12,5  $\mu$ S/cm, 315  $\mu$ S/cm, 640  $\mu$ S/cm, 1,09 mS/cm, 1,32 mS/cm oraz 2,01 mS/cm

Rozdzaj materiału	Średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe wartości potencjałów elektrochemicznych badanych materiałów, przeliczone wzg. NEW ( $E_{NEW} \pm s$ ), w mV, pomierzone w roztworach mających pH = 6,8 i konduktywności:					
	12,5 $\mu$ S/cm	315 $\mu$ S/cm	640 $\mu$ S/cm	1,09 mS/cm	1,32 mS/cm	2,01 mS/cm
1	150,9 $\pm$ 13,4	149,7 $\pm$ 5,8	137,9 $\pm$ 4,6	130,9 $\pm$ 7,5	141,2 $\pm$ 13,4	132,5 $\pm$ 4,1
2	136,6 $\pm$ 4,8	136,2 $\pm$ 3,6	124,7 $\pm$ 3,0	80,2 $\pm$ 5,8	65,8 $\pm$ 4,7	57,5 $\pm$ 5,1
3	164,1 $\pm$ 9,1	140,5 $\pm$ 3,7	153,2 $\pm$ 3,8	114,2 $\pm$ 44	79,7 $\pm$ 7,4	53,6 $\pm$ 5,8
4	137,9 $\pm$ 4,8	111,3 $\pm$ 3,0	109,7 $\pm$ 9,1	122,5 $\pm$ 10,2	77,8 $\pm$ 4,4	49,4 $\pm$ 5,1
5	194,7 $\pm$ 6,2	154,7 $\pm$ 9,1	117,9 $\pm$ 5,0	104,7 $\pm$ 6,0	77,8 $\pm$ 4,8	77,0 $\pm$ 9,1
6	99,2 $\pm$ 5,6	62,7 $\pm$ 9,0	48,4 $\pm$ 5,5	51,1 $\pm$ 6,4	22,4 $\pm$ 4,2	34,6 $\pm$ 4,2
7	158,5 $\pm$ 4,7	160,4 $\pm$ 6,4	155,0 $\pm$ 6,8	129,2 $\pm$ 6,8	50,5 $\pm$ 6,8	72,1 $\pm$ 4,1
8	-98,3 $\pm$ 4,2	-115,6 $\pm$ 3,6	-121,2 $\pm$ 2,5	-123,6 $\pm$ 4,2	-121,8 $\pm$ 2,1	-124,3 $\pm$ 1,8
9	199,9 $\pm$ 4,8	174,6 $\pm$ 5,0	171,2 $\pm$ 4,3	155,0 $\pm$ 3,4	159,7 $\pm$ 4,6	159,6 $\pm$ 3,8

Z tabeli 1 wynika, że najmniejszą zmianę potencjału elektrochemicznego, spowodowaną zmianą konduktywności roztworu w zakresie eksperymentu, zaobserwowano w przypadku stopu (1), a nieco większe zmiany dla drutu ze stali chromowo-niklowej (9) oraz amalgamatu (8). Natomiast, wzrost konduktywności roztworu powodował znaczne zmiany – zmniejszenie potencjału elektrochemicznego stopów od (2) do (7). Wartości tych potencjałów malały do około 0,3 – 0,5 wartości zmierzonej przy najmniejszej konduktywności roztworu.

Z tabeli 1 ponadto wynika, że wszystkie materiały, z wyjątkiem amalgamatu (8), mają dodatnie wartości potencjałów (w stosunku do NEW). Dlatego siły elektromotoryczne ogniw elektrochemicznych utworzonych z amalgamatem przez pozostałe materiały są największe. Wartości tych sił, równe różnicy potencjałów materiałów tworzących ogniwo, przekraczają często znacznie wartość 200 mV. Takie ogniwo elektrochemiczne tworzy się w jamie ustnej, jeśli te dwa materiały zastosuje się jednocześnie.

Badania wpływu pH roztworu na wartość potencjału elektrochemicznego materiałów przedstawiono w tabeli 2. Badania wykonywano przy stałej konduktywności roztworu wynoszącej 1,5 mS/cm.

Tabela 2. Średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe wartości potencjałów elektrochemicznych badanych materiałów ( $E_{NEW} \pm s$ ), przeliczone względem potencjału normalnej elektrody wodorowej, pomierzone w roztworach imitujących ślinę ludzką, których konduktywność wynosiła 1,5 mS/cm, a pH miało wartości: 5,5; 6,0; 7,3; 8,3 i 11,2

Rozdzaj materiału	Średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe wartości potencjałów elektrochemicznych badanych materiałów, przeliczone wzg. NEW ( $E_{NEW} \pm s$ ), w mV, pomierzone w roztworach o konduktywności 1,5 mS/cm i pH o wartościach:				
	5,6	6,0	7,3	8,3	11,2
1	152,9 ± 3,8	146,6 ± 6,2	109,0 ± 7,9	107,0 ± 1,5	- 8,9 ± 8,0
2	47,7 ± 8,9	37,3 ± 7,8	48,1 ± 5,3	64,2 ± 3,8	- 61,8 ± 3,5
3	101,3 ± 9,1	96,6 ± 3,7	88,0 ± 3,5	82,79 ± 2,4	- 84,1 ± 3,2
4	85,1 ± 4,0	81,7 ± 3,9	73,5 ± 6,2	26,9 ± 8,3	- 31,5 ± 4,1
5	118,7 ± 5,1	109,0 ± 7,6	31,6 ± 10,9	21,1 ± 4,3	- 26,2 ± 5,9
6	78,8 ± 8,8	15,2 ± 3,2	-2,6 ± 6,8	- 4,1 ± 4,4	- 36,5 ± 4,7
7	88,7 ± 2,9	63,6 ± 3,8	47,7 ± 1,9	- 8,1 ± 2,3	- 90,3 ± 1,8
8	- 134,5 ± 2,5	- 135,3 ± 2,6	- 118,0 ± 3,3	- 118,3 ± 2,1	- 134,3 ± 3,9
9	135,7 ± 4,7	151,1 ± 3,2	144,9 ± 3,8	132,9 ± 3,1	68,1 ± 3,2

Z tabeli 2 wynika, że wzrost wartości pH roztworu, w zakresie eksperymentu, powodował zmniejszenie potencjału elektrochemicznego badanych materiałów, z wyjątkiem amalgamatu (8), który cechuje najmniejsza zmiana potencjału, wynosząca około 10%. Ponieważ wartości pH śliny, czy napoju, który może się znaleźć w jamie ustnej człowieka, mieszczą się zwykle w przedziale od 5,6 do 8,3, więc największe zmiany potencjału, spowodowane zmianą pH w tym zakresie, występują w przypadku stopów (5) oraz (7) i wynoszą około 100 mV, a w przypadku stopu (6), około 80 mV.

Z tabel 1 i 2 wynika, że ogniwo elektrochemiczne o największej sile elektromotorycznej, utworzone z dwóch przebadanych materiałów (z wyłączeniem amalgamatu (8), z którym tworzone ogniwa mają największe siły elektromotoryczne) to ogniwo z elektrodami wykonanymi z materiałów (6) i (9).

#### 4. WNIOSKI

Z pracy wynikają następujące wnioski, istotne dla lekarza dentysty, technika dentystycznego oraz zdrowia pacjentów:

1. Z przebadanych materiałów najmniejszą zmianę potencjału elektrochemicznego, spowodowaną zmianami konduktywności oraz pH roztworów w zakresie eksperymentu, ma amalgamat (8). Ponadto amalgamat (8), w odróżnieniu od pozostałych przebadanych materiałów, ma ujemną wartość potencjału względem NEW, w całym zakresie eksperymentu.
2. Wartości sił elektromotorycznych ogniw elektrochemicznych, utworzonych przez niektóre z przebadanych materiałów i amalgamat (8) są często większe od 200 mV.
3. Najmniejszą zmianę potencjału (około 10%) spowodowaną zmianą konduktywności roztworu, w zakresie od 12,5  $\mu\text{S}/\text{cm}$  do 2,01 mS/m, zaobserwowano dla stopu (1 – Wironit Extrahard), a nieco większe zmiany dla drutu ze stali chromowo-niklowej (9) oraz amalgamatu (8). Natomiast, dla pozostałych stopów wzrost konduktywności roztworu powodował znaczne zmniejszenie ich potencjału elektrochemicznego (do około 0,3 – 0,5 wartości zmierzonej przy najmniejszej konduktywności roztworu).
4. Wzrost wartości pH roztworu, w zakresie eksperymentu, powoduje zmniejszenie potencjału elektrochemicznego wszystkich przebadanych materiałów, z wyjątkiem amalgamatu (8), którego potencjał ze zmianą pH zmieniał się nieznacznie (około 10%).
5. Występujące duże różnice w wartościach potencjałów elektrochemicznych metalicznych materiałów stomatologicznych wskazują na konieczność przeprowadzenia, pod tym kątem, doboru wprowadzanych do jamy ustnej pacjenta materiałów.

## LITERATURA

- [1] Galletti P. M, Boretos, J. W., Report on the Consensus Development Conference on "Clinical Applications of Biomaterials," 1-3 November 1983 .J. Biomed. Mater. Res. 1983; 17: 539-555.
- [2] Surowska B., Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach stomatologicznych. Wydawnictwo Uczelniane, Lublin 2009.
- [3] Jańczuk Z., Banach J., Choroby błony śluzowej jamy ustnej i przyzębia. Wydawnictwo Lekarskie PZWL 1995.
- [4] Koch P, Bahmer F. A., Oral lesions and symptoms related to metals used in dental restorations: a clinical, allergological, and histologic study. J. Am. Acad. Dermatol. 1999;41(3): 422-30.
- [5] Torgerson R.,R., Davis M.,D.,P, Bruce A. J., Farmer S. A., Rogers R. S., Contact allergy in oral disease. J. Am. Acad. Dermatol. 2007; 57 (2): 315–321.
- [6] Skomro P., Lietz-Kijak1 D., Kijak E., Bogdziewicz-Wałęsa O., Opalko K., The change of electric potentials in the oral cavity after application of extremely low frequency pulsed magnetic field. Postepy Hig. Med. Dosw., 2012; 66: 991-995.
- [7] Jedynek B., Mierzwińska-Nastalska E., Tytan – właściwości i zastosowanie w protetyce stomatologicznej. Dental Forum, 2013, 1:75-58.
- [8] Bielecki A., Bielecka M., Panek H., Konopka T., Złoto w stomatologii – dawniej i współcześnie. Twój Przegląd Stomatologiczny, 2005; 12: 26-29.
- [9] Bakhtari A., Bradley T.G., Lobb W.K., Berzinsd D.W., Galvanic corrosion between various combinations of orthodontic brackets and archwires. Am. J. Orthod Dentofacial Orthop, 2011;140:25-31.
- [10] Opydo W., Opydo-Szymaczek J., Metallic dental materials in patient's oral cavity acting as electrodes of electrochemical cells. Mater. Corros. 2005; 55: 520-523
- [11] Lesińska E., Statistica Pl, StatSoft Polska, Kraków 1997.

## ELECTROCHEMICAL PROPERTIES OF METALLIC DENTAL BIOMATERIALS

The paper presents results of the study on standard potentials of metallic dental materials. Six alloys, amalgam and chromium-nickel steel were examined as well as the effect of the solution conductivity ranging from 12,5  $\mu\text{S}/\text{cm}$  to 2,01  $\text{mS}/\text{m}$  and solution pH within the range of 5,5 to 11,2 on standard potentials. Amalgam presented with the lowest changes of the standard potential due to changing conductivity and pH of the solution within experiment conditions. Moreover, increase of pH value caused decrease of standard potential of all examined materials, apart from amalgam. It was proved that electromotive force of galvanic cells formed by some of the examined materials and amalgam are often higher than 200 mV. Statistica software was used for mathematical analysis of the results.